

## Light source means for endoscope employing solid state imaging device

**Patent number:** DE3586855T  
**Publication date:** 1993-04-01  
**Inventor:** FUJIMORI HIROYOSHI (JP); NAGASAKI TATSUO (JP); KATO TADASHI (JP); SASAKI MASAHIKO (JP)  
**Applicant:** OLYMPUS OPTICAL CO (JP)  
**Classification:**  
 - **international:** A61B1/06; A61B1/04  
 - **european:** A61B1/05; A61B1/07; H04N5/235L  
**Application number:** DE19853586855T 19850726  
**Priority number(s):** JP19840162522 19840731

Also published as:

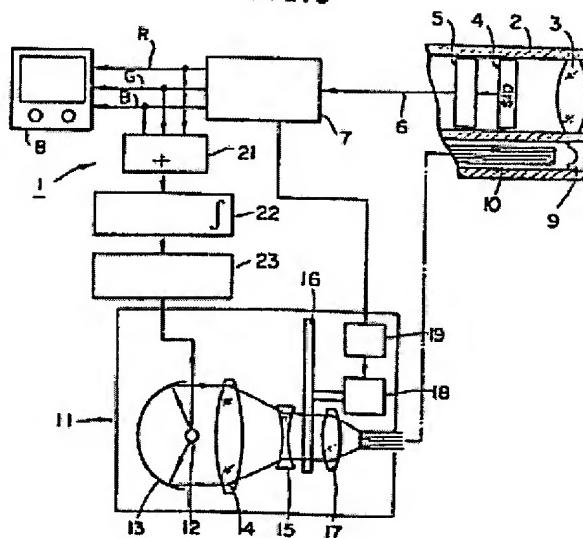
- EP0172680 (A1)
- US4625236 (A1)
- JP61041114 (A)
- EP0172680 (B1)

[Report a data error here](#)

Abstract not available for DE3586855T  
 Abstract of corresponding document: **US4625236**

A light source for an endoscope is disclosed for illuminating a subject, the image from the subject being received through a leading end of the endoscope, and being projected by an objective lens onto a solid state imaging device. Light from a light source lamp is projected onto the subject sequentially with the light transmitted through three color transmitting filters. A reflector is provided to reflect light from the light source lamp in a parallel light beam. A convex lens system for converging the parallel light from the reflector. Light from said source lamp is transmitted through a light guide to the subject. A first and second lens systems are positioned between the input end of the light guide and the convex lens system for converging the light onto the input end of the light guide. The light guide is disposed within an insert member of said endoscope. The lens systems reduce the sectional area of the light beam and restrict the included angle of the light beam. A rotary color filter is provided in said light beam and includes interference filters having high heat resistance for passing light of only a specific wavelength, to provide different colors of illuminating light to the subject.

**FIG.3**



Data supplied from the esp@cenet database - Worldwide

603B 21/14



⑯ BUNDESREPUBLIK  
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES

PATENTAMT

⑫ Übersetzung der  
europäischen Patentschrift

⑬ EP 0 172 680 B1

⑭ DE 35 86 855 T 2

⑮ Int. Cl. 5:  
A 61 B 1/06  
A 61 B 1/04

(6)

DE 35 86 855 T 2

- ⑯ Deutsches Aktenzeichen: 35 86 855.4  
⑰ Europäisches Aktenzeichen: 85 305 353.6  
⑱ Europäischer Anmeldetag: 26. 7. 85  
⑲ Erstveröffentlichung durch das EPA: 26. 2. 86  
⑳ Veröffentlichungstag  
der Patenterteilung beim EPA: 25. 11. 92  
㉑ Veröffentlichungstag im Patentblatt: 1. 4. 93

㉒ Unionspriorität: ㉓ ㉔ ㉕

31.07.84 JP 162522/84

㉖ Patentinhaber:

Olympus Optical Co., Ltd., Tokio/Tokyo, JP

㉗ Vertreter:

Charrier, R., Dipl.-Ing., Pat.-Anw., 8900 Augsburg

㉘ Benannte Vertragstaaten:

AT, BE, CH, DE, FR, GB, IT, LI, NL, SE

㉙ Erfinder:

Fujimori, Hiroyoshi, Hachioji-shi Tokyo, JP;  
Nagasaki, Tatsuo, Musashino-shi Tokyo, JP; Kato,  
Tadashi; Sasaki, Masahiko, Asakawa-machi  
Hachioji-shi Tokyo, JP

㉚ Sequentielle Farblichtquellen für Endoskope des Typs, die ein Festkörperbildaufnahmeelement aufweisen.

Anmerkung: Innerhalb von neun Monaten nach der Bekanntmachung des Hinweises auf die Erteilung des europäischen Patents kann jedermann beim Europäischen Patentamt gegen das erteilte europäische Patent Einspruch einlegen. Der Einspruch ist schriftlich einzureichen und zu begründen. Er gilt erst als eingelebt, wenn die Einspruchsgebühr entrichtet worden ist (Art. 99 (1) Europäisches Patentübereinkommen).

Die Übersetzung ist gemäß Artikel II § 3 Abs. 1 IntPatÜG 1991 vom Patentinhaber eingereicht worden. Sie wurde vom Deutschen Patentamt inhaltlich nicht geprüft.

DE 35 86 855 T 2

Anmeldenummer: 85 305 353.6  
Veröffentlichungsnummer: 0 172 680

## Beschreibung

Die Erfindung betrifft sequentielle Farblichtquellen unter Verwendung von Interferenzfiltern für die Anwendung bei Endoskopen des Typs, die ein Festkörperbildaufnahmeelement aufweisen.

In jüngster Zeit wurden optische Aufnahmewandler, die ein Festkörperbildaufnahmeelement (SID) aufweisen, für Fernsehkameras, Endoskope usw. populär.

Bestehende Endoskope weisen als Lichtleiter für die Beleuchtungslichtübertragung ein sehr kompaktes Bündel auf, das eine große Anzahl von etwa einigen zehntausend optischer Fasern enthält, von denen jede einen Durchmesser von einigen zehn Mikron aufweist. Zur Bildübertragung kann ein optisches System oder ein Bildleiter aus solchen optischen Fasern verwendet werden. Ein Endoskop ist so ausgelegt, daß ein Bild eines Objekts durch ein fokussierendes optisches System an der distalen Spitze einer Endoskopeinsatzhülle projiziert wird, um auf die Eingangsfläche eines Bildleiters, falls vorhanden, fokussiert zu werden und um das Bild, das durch diesen Bildleiter projiziert wird, in einen Durchlaß am Handgriffteil am Führungsende des Endoskopbildleiters zu leiten, um es durch ein Okularsystem betrachten zu können.

Bei einem solchen, ein Festkörperbildaufnahmeelement aufweisenden Endoskop ist zur korrekten Diagnose ein Farbbild zur Beobachtung von großer Hilfe.

Das populärste Mittel zur Aufnahme eines Farbbilds verwendet eine Kombination von separaten farboptischen Wandlern, möglicherweise unter Verwendung einiger monochromatischen Festkörperbildaufnahmeelemente mit entsprechenden roten, grünen und blauen Filtern in einer mosaikartigen Anordnung.

Bei diesem früheren Typ ist es jedoch schwierig, ein optisches Farbtrennsystem und drei geeignete Festkörperbildaufnahmeelemente in einem dünnen und kleinen Raum, wie beispielsweise in der Einsatzhülle eines Endoskops, unterzubringen. Falls eine

große Anzahl von Wandlern verwendet wird, weil die Farbkomponenten die Bildvorrichtungen separat speisen, sollte ein Drittel der Festkörperbildaufnahmeelemente jeder Farbkomponente zugeteilt werden, so daß die Auflösung im Vergleich mit monochromatischen Bildern reduziert ist.

Da die Bildvorrichtungen zum Empfang jeder Farbkomponente unterschiedlich sind, kann zusätzlich bei diesem letzteren Typ die Farbregistrierung häufig nicht durch Mischen der Farbkomponenten erreicht werden. Aus diesen Gründen sind bekannte Vorschläge gemacht worden, bei denen Beleuchtungsmittel mit Filtern zur sequentiellen Beleuchtung des Objekts aufeinanderfolgend mit jeder Primärfarbe vorgesehen sind, wie nachfolgend gezeigt wird.

Falls jedoch in solchen Fällen Absorptionsfilter in einem rotierenden Filter verwendet werden, führt die geringe thermische Stabilität derartiger Filter zu einer Tendenz einer sehr raschen Verschlechterung des Bilds. Falls hochstabile, hitzebeständige Interferenzfilter verwendet werden, dann trifft das Licht auf diese Filter über einen weiten Bereich von Einfallswinkeln auf, das übermittelte Licht wird verschoben und die Reproduzierbarkeit der Farben in einem solchen Maß verschlechtert, daß die Farbwiedergabe eines Objekts nicht mit ausreichender Genauigkeit erreicht werden kann und dies führt zu ernsten Schwierigkeiten bei der Diagnose. Der Stand der Technik, wie beispielsweise beschrieben in der japanischen Gebrauchsmusteranmeldung Nr. 114405/1980, offenbart zur öffentlichen Einsichtnahme unter der Veröffentlichungsnummer 40408/1992, weist diese Nachteile auf.

Eine Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist die Bereitstellung einer Lichtquelle, die für ein Endoskop des ein Festkörperbildaufnahmeelement aufweisenden Typs eine hohe Farbreproduzierbarkeit für geringe Kosten, jedoch optimaler Beleuchtungslichtintensität, bietet.

Gemäß der vorliegenden Erfindung wird vorgeschlagen eine sequentielle Farblichtquelle für ein Endoskop, das eine längliche Einsatzhülle umfaßt, die an ihrem distalen Ende eine Objektivlinse mit einem Festkörperbildaufnahmeelement in Flucht mit

der Fokalebene dieser Objektivlinse umschließt, und einem durch die Einsatzhülle hindurchgehenden Lichtleiter, um Beleuchtungslicht auf ein vor dieser Objektivlinse angeordnetes Objekt zu werfen, diese Lichtquelle eine Lampe, einen Reflektor zur Erzeugung eines im wesentlichen parallelen Lichtstrahls, ein konvergierendes konkavexes Linsensystem zur Konzentration des Lichtstrahls auf das Eingangsende eines Ausgangslichtleiters und ein rotierendes Farbfilterrad aufweist, das aus unabhängigen farbdurchlässigen Filtern besteht und im Strahlengang von der Lichtquelle und dem Eingangsende des Lichtleiters zur sequentiellen Beleuchtung eines Objekts mit Licht verschiedener entsprechender Wellenlängen angeordnet ist, dadurch gekennzeichnet, daß die farbdurchlässigen Filter Interferenzfilter sind und daß zwei Linsensysteme und das Filterrad im Strahlengang angeordnet sind, das erste dieser beiden Linsensysteme in diesem Strahlengang zwischen der Lichtquelle und dem Filterrad angeordnet ist, und das zweite dieser Linsensysteme in diesen Strahlengang zwischen dem Filterrad und dem Eingangsende des Lichtleiters angeordnet ist, wobei das erste Linsensystem die Querschnittsfläche des Strahls rechtwinklig zur optischen Achse reduziert entweder durch paralleles Ausrichten des Strahls oder durch Konvergieren auf einen spitzen Einfallswinkel, wenn er auf einen der Interferenzfilter auftritt, und wobei das zweite Linsensystem den Strahl konvergent auf einen größeren Einfallswinkel verglichen mit dem Einfallswinkel, wenn er auf das Einfallsende des Lichtleiters auftritt, ausrichtet.

Die Erfindung wird nun in Bezug auf die Zeichnungen beschrieben, in welchen

Fig. 1 eine schematische Darstellung des optischen Systems eines bekannten Lichtquellenausführungsbeispiels ist;

Fig. 2 eine schematische Darstellung des optischen Systems eines anderen bekannten Lichtquellenausführungsbeispiels ist;

Fig. 3 ein schematisches Blockdiagramm ist, das ein erstes exemplarisches Ausführungsbeispiel zeigt, einschließlich fragmentarischer Details, welche den Aufbau eines

Endoskops und des Anzeigesystems darstellt, die mit diesem ersten Ausführungsbeispiel verbunden sind;

**Fig. 4** eine Frontansicht eines rotierenden Filterrads ist, das im in Figur 3 dargestellten Ausführungsbeispiel verwendet wird;

**Fig. 5** eine schematische Ansicht ist, die ein zweites exemplarisches Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung darstellt;

**Fig. 6** eine schematische Ansicht einer Modifikation des zweiten exemplarischen Ausführungsbeispiels ist, die gemäß dieser Erfindung konstruiert ist;

**Fig. 7** eine schematische Ansicht eines Lichtquellenoptiksystems eines dritten exemplarischen Ausführungsbeispiels ist, das gemäß der vorliegenden Erfindung konstruiert ist und

**Fig. 8** eine schematische Ansicht eines vierten exemplarischen Ausführungsbeispiels ist, das gemäß der vorliegenden Erfindung konstruiert ist.

Bei dem in Figur 1 gezeigten bekannten Ausführungsbeispiel wird Licht von einer Lichtquelle 51 durch einen konkaven Spiegel 52 zur Bildung eines im wesentlichen parallelen Lichtstrahls reflektiert, der durch ein rotierendes Farbfilterrad 53 gefiltert wird, das im Strahlengang zu einer Kondensorlinse 54 angeordnet ist, welche einen konvergierenden Strahl bildet zur Konzentration des Lichts an einer Eingangsfläche eines Lichtleiters 55. Der zu betrachtende Gegenstand wird durch das vom Ausgangsende des Lichtleiters 55 austretende Licht beleuchtet, möglicherweise nach Kopplung in einen weiteren Lichtleiter innerhalb der Einsatzhülle eines Endoskops (nicht dargestellt).

Das rotierende Filterrad 53 weist eine in drei Sektoren unterteilte kreisförmige Scheibe auf, von denen jeder einen unterschiedlichen Farbfilter enthält, wobei sie durch einen Antriebsmotor 56 in Drehung versetzt wird, so daß entsprechende elek-

trische Signale für jedes Bild durch die sequentielle Beleuchtung in jeder Farbe aufgenommen werden und zur Anzeige als volle Farbbilder kombiniert werden können.

Beim vorerwähnten Stand der Technik kann das rotierende Filterrad 53 Absorptionsfilter oder hitzebeständige Interferenzfilter aufweisen, jedoch erfordert die relativ große Baugröße des rotierenden Filterrads eine Auslegung von hoher mechanischer Festigkeit und einen Antriebsmotor 56 von großer Kapazität, womit die Kosten anwachsen, der Aufbau vergrößert wird und das Gewicht ansteigt.

Andererseits kann die durch das Licht beleuchtete Filterfläche reduziert werden und die Konfiguration, d.h. der Gesamtflächenbereich des rotierenden Filterrads 53, kann reduziert werden durch Einsetzen des rotierenden Filterrads 53 in den Lichtstrahl an einem eine schmale Fläche aufweisenden Punkt zwischen der Kondensorlinse 54 und der Eingangsfläche des Lichtleiters 55, wie dies bei der in Figur 2 gezeigten bekannten Anordnung dargestellt ist, so daß der Filter durch einen kleineren, weniger Drehmoment benötigenden Antriebsmotor 56 angetrieben werden kann.

Ein erstes exemplarisches Ausführungsbeispiel, welches gemäß der vorliegenden Erfindung aufgebaut ist, ist in Figur 3 dargestellt, für den Gebrauch bei einem Endoskop 1, das mit einer Sammellinse 3 an der distalen Spitze einer Einsatzhülle 2 versehen ist, wobei ein Festkörperbildaufnahmeelement 4, wie beispielsweise ein CCD (Ladungskopplungselement) oder ähnliches, in der Fokalebene dieser Objektivlinse 3 angeordnet ist. In der Aufnahmeebene des Festkörperbildaufnahmeelements 4 ist eine große Anzahl von fotoelektrischen Wandlerelementen in einer regelmäßigen Anordnung angeordnet. Jeder Wandler empfängt ein Videobildelement und erzeugt entsprechend jedem Bildelement ein fotoelektrisch umgesetztes elektrisches Signal, welche durch Taktsignale von einem Generator (nicht dargestellt) aufeinanderfolgend abgelesen werden. Die so ausgelesenen Videosignale werden in einem Vorverstärker 5, der einen geringen Rauschfaktor aufweist, verstärkt und sodann über ein Signalkabel 6 einem Videoprozessor 7 zugeführt. Dieser Videoprozessor 7 setzt die analogen Eingangssignale in digitale Form um und jedes durch die sequentielle

Beleuchtung mit monochromatischem Licht erzeugte monochromatische Bild wird durch einen Multiplexer umgesetzt, um in jedem Exklusivbildspeicher gespeichert zu werden, was später noch erläutert wird. Während des Lesebetriebs werden die gespeicherten Signale (Daten) gelesen, durch einen D/A-Konverter in analoge Farbsignale R, G und B zur Verstärkung und Mischung mit horizontalen und vertikalen Synchronisationssignalen (nicht gezeigt) umgesetzt und zur Anzeige als Farbbild an einen Farbfernsehmonitor 8 übermittelt.

Innerhalb der Einsatzhülle 2 ist eine Lichtverteilerlinse 9 in enger Nachbarschaft mit der Objektivlinse 3 eingesetzt und projiziert Licht vom Lichtleiter 10, welcher so in die Einsatzhülle 2 eingesetzt ist, daß dessen Ausgangsfläche nahe hinter der Verteilerlinse 9 angeordnet ist.

Am Handgriffende der Einsatzhülle ist eine Eingangsfläche des Lichtleiters 10 lösbar gekoppelt zum Empfang auftreffenden Lichts über einen verbindenden Lichtleiter von einer Lichtquelle 11, wie in Bezug auf Figur 1 beschrieben.

Innerhalb dieser Lichtquelle 11 wird das Beleuchtungslicht von einer Lampe 12 zur Bildung eines im wesentlichen parallelen Lichtstrahls durch einen Reflektor 13 reflektiert, der eine konkave oder parabolische Oberfläche aufweist und dieser Lichtstrahl wird durch ein erstes konkavexes Linsensystem 14 konvergent gemacht und trifft dann auf ein konkavexes Linsensystem 15 auf, das eine kleinere Blende besitzt, um dann als ein im wesentlichen paralleler Lichtstrahl mit verminderterem Querschnitt abzugehen. Dieser Lichtstrahl passiert sodann ein rotierendes Filterrad 16, um wiederum durch ein zweites konkavexes Linsensystem 17 konvergiert und auf die Endfläche des Lichtleiters 10 gerichtet zu werden, welche in der Nähe der Fokalebene liegt. Das rotierende Filterrad 16 ist im Strahlengang zwischen dem konkavexen Linsensystem 15 und dem zweiten konkavexen Linsensystem 17 installiert, d.h. an der Pupille des letzteren Linsensystems 17. Das Beleuchtungslicht trifft auf die Eingangsfläche des Lichtleiters mit einem vorgegebenen maximalen Einfallswinkel auf und wird durch den Kern der optischen Fasern übermittelt, wobei es durch die Grenzfläche zwischen diesem Kern

und einer peripher plattierten Schicht im Innern total reflektiert wird, um direkt oder nach einem Divergieren durch die Verteilerlinse 9 auf den zu beobachtenden Gegenstand projiziert zu werden. Die Verwendung eines divergierenden Beleuchtungslights kann eine im wesentlichen gleichförmige Beleuchtung über einen Bereich ergeben, der durch die Objektivlinsen 3 fokussiert werden kann.

Wie die Figur 4 zeigt, ist das rotierende Filterrad zusammengesetzt aus einem rotdurchlässigen Filter 16R, einem gründurchlässigen Filter 16G und einem blau-durchlässigen Filter 16B, von denen jedes ausschließlich Licht mit einer roten, grünen oder blauen Wellenlänge hindurchläßt und jedes die Form eines einen Winkel von  $120^\circ$  einschließenden Sektors bildet, wobei das Filterrad 16 durch einen Motor 18 angetrieben wird.

Der Motor 18 wird über den durch eine Motorantriebsschaltung 19 zugeführten Strom angetrieben und es kann sich bei ihm beispielsweise um einen Impulsschrittschaltmotor handeln, der mit jedem Eingangsimpuls sich um einen bestimmten Winkel dreht und so ausgelegt ist, daß der Antriebsimpuls für eine bestimmte kurze Zeit nicht an den Motor 18 angelegt wird, während der jedes Farbfilter 16R, 16G oder 16B im Strahlengang zwischen der konkaven Linse 15 und der konvexen Linse 17 angeordnet ist und sodann nach Ablauf solch einer bestimmten Zeit an den Motor angelegt wird, um das Filterrad rasch zu bewegen, um den folgenden Farbfilter für die sequentielle Farbbeleuchtung zu bringen, um das Objekt sequentiell mit den drei Farben durch die drei Farbfilter 16R, 16G und 16B zu beleuchten.

Jeder Antriebsimpuls für diese Motorantriebsschaltung 19 wird durch das vom Videoprozessor 7 zugeführte Steuersignal erzeugt.

Die Farbfilter 16R, 16G und 16B für dieses rotierende Filterrad 16 sind als Interferenzfilter (vakuumbedampfte Filmfilter) ausgebildet, von denen jeder durch Laminieren einer Anzahl von transparenten dielektrischen Filmen, deren Dicke von ihrem Zweck abhängig ist, auf ein Glassubstrat durch Vakuumbedampfung oder ähnliches erzeugt wird, so daß ausschließlich Licht mit einer vorgegebenen Wellenlänge durch-

gelassen wird, wobei der Interferenzeffekt des durch solche Filme hindurchgehenden Lichts benutzt wird. Da ein solcher Interferenzfilter eine hohe thermische Stabilität und Wärmebeständigkeit aufweist, kann es in Zonen hoher Lichtdichte verwendet werden, wie beispielsweise in dem konvergierten parallelen Lichtstrahl dieses erstbeschriebenen Ausführungsbeispiels.

Zusätzlich ist dieses erste Ausführungsbeispiel mit automatischen Lichtsteuermitteln versehen zur Verhinderung irgendwelcher Nachteile, wenn ein im kurzen Abstand angeordnetes Objekt übermäßig Beleuchtungslicht empfängt oder falls helle Stellen mit einer starken Reflexion am Objekt vorhanden sind, wenn die exzessive Lichtreflektion eine Überstrahlung oder einen ins Weiß gehenden Ton bilden kann, der einen adäquaten Kontrast verhindert und zu ähnlichen Nachteilen führt.

Die vom Videoprozessor 7 abgehenden Farbsignale R, G, B werden in einem Mischer 21 gemischt zur Bildung von Helligkeitssignalkomponenten, die in einer Integratororschaltung 22 integriert werden, welche eine Zeitkonstante von etwa einer Bildperiode aufweist, um dem Steueranschluß einer für die Lampe 12 vorgesehenen Lichtquellentreiberstufe 23 zugeführt zu werden und als Lichtsteuersignal zur Steuerung der Lichtintensität der Lampe 12 wirken, d.h. der von der Spitze des Lichtleiters 10 projizierten Beleuchtungsintensität.

Die Lichtquellentreiberstufe 23 kann eine Leistungsverstärkerschaltung oder ähnliches aufweisen, welche den Ausgangsstrom oder die Ausgangsspannung variabel steuert, so daß das Ausgangssignal vermindert wird, wenn der dem Steuereingang der Treiberstufe 23 zugeführte Steuerpegel anwächst.

Die Funktion des die vorbeschriebene Konstruktion aufweisenden ersten Ausführungsbeispiels ist folgende. Wenn die distale Spitze der Einsatzhülle 2 des Endoskops 1 in die Nähe eines Objekts, wie beispielsweise eines erkrankten Organs, gebracht wird oder in einem Abstand vom Objekt gehalten wird, um eine allgemeine Diagnose eines Gesamtsymptoms zu ermöglichen, dann wird die Lichtintensität des auf das beleuchtete Objekt auftreffenden Lichts in Abhängigkeit des Abstands des Objekts variiert,

so daß die optimale Beleuchtungsintensität erhalten wird. Die jedem Bildelement entsprechenden Signale, die unter solchen Bedingungen vom Festkörperbildaufnahmeelement 4 abgegeben werden, werden in den Videoprozessor 7 eingegeben und in jedem Bildspeicher für ein Bild für jede Farbe gespeichert. Wenn das Objekt beleuchtet und die drei Farben sequentiell aufgezeichnet sind, können die Daten jedes Bildspeichers gleichzeitig ausgelesen, zur Bildung von Farbsignalen R, G und B D/A umgesetzt und als Farbbild in einem Farbteleskop 8 angezeigt und zusätzlich in den Addierer 21 zur Bildung automatischer Lichtsteuermittel eingegeben werden.

Durch den Addierer 21 werden die Signale in ein Helligkeitssignal umgesetzt zur Bildung eines Lichtintensitätssteuersignals in der Integratorschaltung 22, welches das Ausgangssignal der Lichtquellentreiberstufe 23 in Abhängigkeit der Amplitude dieses Steuersignals steuert. Falls, kurz gesagt, die Beleuchtungslichtintensität exzessiv hoch ist, steigt die Amplitude des Steuersignals an, worauf dann das Ausgangssignal der Lichtquellentreiberstufe 23 vermindert wird und, falls die Beleuchtungslichtintensität extrem gering ist, die Amplitude des Steuersignals vermindert und die Beleuchtungsintensität der Lampe 12 auf einen geeigneten Wert gesteuert wird und dies während der Periode eines Bilds von einem Farbbild zum folgenden Farbbild (d.h. der Periode von drei Bildern für jede Farbe). Demgemäß steht die Zeit des Operateurs frei zur Verfügung, ohne die Beleuchtungslichtstärke einstellen zu müssen und dieser sich geeignet der Diagnose oder der medizinischen Behandlung widmen kann.

Weiterhin umfassen im ersten Ausführungsbeispiel die sequentiellen Farbbeleuchtungsmittel das Konvergieren des Beleuchtungslichts durch ein erstes konkavexes Linsensystem 14, die Bildung eines parallelen Lichtstrahls mit kleinerem Querschnitt im konvaven Linsensystem 15 und das Hindurchgehen dieses parallelen Lichtstrahls durch das rotierende Filterrad 16, umfaßt hitzebeständige Interferenzfilter, so daß diese Mittel ein nichtkomplettes Beleuchtungslichtspektrum verhindern können, wie es beim Stand der Technik erhalten werden kann. Das rotierende Filterrad 16 mit

einer kleineren Größe kann verwendet werden, wodurch das zum Antrieb dieses rotierenden Filterrads 16 erforderliche Drehmoment reduziert werden kann und die Verwendung eines kleineren Motors 17 ermöglicht. Demgemäß kann die gesamte Lichtquellenkonstruktion 11 miniaturisiert und Kosten vermindert werden. Da die Mittel eine sequentielle Farbbeleuchtung bilden, können Objekte klar aufgenommen und angezeigt in feinen Grenzen werden, ohne Herabsetzung der Auflösungsleistung, womit zur Diagnosewirksamkeit wesentlich beigetragen wird.

Ein zweites exemplarisches Ausführungsbeispiel gemäß der Erfindung ist in Figur 5 gezeigt, welches ein Endoskop 31 zusammen mit einer Lichtquelle 32 darstellt, in welcher ein konkavexes Linsensystem 33 anstelle des im ersten Ausführungsbeispiel verwendeten konkaven Linsensystems 15 verwendet wird.

Im zweiten Ausführungsbeispiel wird der vom Reflektor 13 reflektierte parallele Lichtstrahl durch ein erstes konkavexes Linsensystem 14 konvergiert und zu einem Punkt in der Fokalebene fokussiert und sodann divergiert und geht durch ein konkavexes Linsensystem 33 hindurch, welches im divergierenden optischen Strahlengang angeordnet ist zur Bildung eines im wesentlichen parallelen Lichtstrahls verminderten Querschnitts. Kurz gesagt ist dieses konkavexe Linsensystem 33 in der optischen Achse hinter der Fokalebene angeordnet. Das rotierende Filterrad 16 ist zwischen dem konkavexen Linsensystem 33 und einem zweiten konkavexen Linsensystem 17 zwischengeschaltet, wobei letzteres vorgesehen ist zum Konvergieren des parallelen Lichtstrahls in ähnlicher Weise wie beim ersten Ausführungsbeispiel beschrieben.

Andererseits weisen die automatischen Lichtintensitätssteuermittel Farbkomplementärmittel auf. Der Ausgangsanschluß der Integrationsschaltung 22 ist verbunden mit jedem Eingangsanschluß von Farbkomplementärvoreinstellverstärkern 34R, 34G und 34B und jeder Ausgangsanschluß ist über einen Multiplexer 35 verbunden mit dem Steueranschluß der Lichtquellentreiberstufe 23.

Der Multiplexer 35 wird synchron zum rotierenden Filterrad 16 gesteuert und verbindet sequentiell jeden Voreinstellverstärker 34R, 34G oder 34B in Synchronisation

mit der Beleuchtung durch jedes Farbdurchlaßfilter 16R, 16G oder 16B mit der Lichtquellentreiberstufe 23.

Diese Voreinstellempfänger 34R, 34G und 34B wirken zum Korrigieren der Intensitätsverteilung des von der Lampe 12 ausgehenden Beleuchtungslichtspektrums, der Übertragungseigenschaften des Lichtleiters 10 für verschiedene Wellenlängen und der fotoempfindlichen Eigenschaften des Festkörperbildaufnahmeelements 4.

Das zweite exemplarische Ausführungsbeispiel funktioniert andererseits in ähnlicher Weise wie das erste Ausführungsbeispiel.

Die beim zweiten Ausführungsbeispiel erhaltenen Effekte sind im wesentlichen gleich denjenigen beim ersten Ausführungsbeispiel erhaltenen. Das zusätzliche Vorsehen der Farbkomplementärmittel kann automatisch das Beleuchtungslicht durch unabhängiges Korrigieren der Farben steuern, so daß das Objekt in Farbe mit höherer Genauigkeit wiedergegeben werden kann.

Eine Modifikation des zweiten exemplarischen Ausführungsbeispiels ist in Figur 6 dargestellt, wo eine Irisblende 36 am Fokuspunkt des ersten konvergierenden konvexen Linsensystems 14 angeordnet ist, um Streulicht zu blockieren, das durch das konvexe Linsensystem 33 nicht zu einem parallelen Lichtstrahl abgelenkt werden kann. Kurz gesagt weist das erste konvexe Linsensystem 14 eine große Blende auf, um leicht und ökonomisch ein optisches System mit geringer Brechung bereitzustellen. Weiterhin ist es andererseits teuer, das Licht zur Bildung eines komplett parallelen Lichtstrahls abzulenken und die Größe der Lichtquellenlampe 12 ist begrenzt. Aus diesen Gründen kann das durch das konvexe Linsensystem 14 hindurchgehende Licht nicht immer in der Fokalebene fokussiert werden. Irgendwelche von diesem Punkt vergleichsweise entfernten Lichtkomponenten werden von der Irisblende 36 entfernt und ein im wesentlichen fokussiertes Licht fällt zur Bildung eines im wesentlichen parallelen Lichtstrahls auf das konvexe Linsensystem 33 ein.

Da dieses konvexe Linsensystem 33 eine schmalere Blende aufweist, kann das Sy-

stem mit relativ geringer Brechung billig realisiert werden und das durch das konvexe Linsensystem 33 hindurchgehende Licht wird zu einem im wesentlichen parallelen Lichtstrahl verändert. Demzufolge, wenn im rotierenden Filterrad 16 Interferenzfilter verwendet werden, ist der Einfallswinkel im wesentlichen  $0^\circ$ , womit irgendwelche Verschiebungen des hindurchgehenden Lichts von der normalen Wellenlänge vermieden werden und Beleuchtungsmittel mit einer zuverlässigen Farbreproduzierbarkeit erhalten werden.

Die Figur 7 zeigt Details eines in einer Lichtquelle verwendeten optischen Systems, das in Übereinstimmung mit einem dritten exemplarischen Ausführungsbeispiel dieser Erfindung konstruiert ist.

In diesem optischen System weist in der Lichtquelle ein erstes konkavtes Linsensystem 14 eine lange Brennweite auf, eine Irisblende 36 entfernt mittig Streulicht und ein rotierendes Filterrad 16 ist in der Nähe des Brennpunkts dieses konvexen Linsensystems 14 installiert. Dank des eine lange Brennweite aufweisenden konvexen Linsensystems 14 ist der maximale Einfallswinkel auf das rotierende Filterrad vorbestimmt innerhalb eines Bereichs, der die Wellenlängenverschiebung minimiert, beispielsweise innerhalb eines Werts von weniger als  $15^\circ$ , und durch Vorbestimmen des maximalen Einfallswinkels auf weniger als  $15^\circ$  ist die mittlere Wellenlänge nicht signifikant verschoben. (Falls beispielsweise die mittlere Wellenlänge des mit einem Winkel von  $0^\circ$  einfallenden und durch das Filter gefilterten Lichts mit 1 angenommen wird, dann wird die mittlere Wellenlänge des unter einem Winkel von  $15^\circ$  einfallenden Lichts von 1 nach 0,99 verschoben.)

Nach Hindurchgang durch das rotierende Filterrad 16 wird das Licht durch das konkavte Linsensystem 41 divergiert und sodann durch das konvergierende konvexe Linsensystem 17 konvergiert, um auf die Endfläche des Lichtleiters mit einem größeren Einfallswinkel aufzutreffen und um von der distalen Endfläche des Lichtleiters 10 als divergierendes Beleuchtungslicht abzustrahlen.

Dieses dritte Ausführungsbeispiel arbeitet im wesentlichen mit dem gleichen Effekt

wie das erste Ausführungsbeispiel.

Zusätzlich kann die Krümmung des konvexen Linsensystems durch Verwendung eines Linsensystems mit einer langen Brennweite vermindert werden, so daß die Brechung reduziert werden kann. Weiterhin können Interferenzfilter mit einer sehr kleinen Fläche durch Positionierung des drehenden Filterrads am Brennpunkt oder in der Nähe des Brennpunkts des konvexen Linsensystems 14 verwendet werden.

Die Figur 8 zeigt ein vierter exemplarisches Ausführungsbeispiel dieser Erfindung, das zur Modifikation des in Figur 7 gezeigten optischen Systems ausgelegt ist durch Verringerung der Brennweite des konvergierenden konvexen Linsensystems 14 zu einem konvergierenden Lichtstrahl auf einen längeren Weg durch Vorsehen eines konkaven Linsensystems 42, um den konvergierenden Lichtstrahl vom konvexen Linsensystem 14 im Linsensystem 42 weniger konvergent zu machen, wobei der maximale Einfallswinkel beim rotierenden Filterrad 16 ausreichend vermindert wird wie im dritten Ausführungsbeispiel. Die Länge des optischen Systems kann reduziert werden oder die äußere Form des optischen Systems kann minimiert werden durch Einsetzen eines konkaven Linsensystems 42 anstelle des durch das konvexe Linsensystem 14 und die Iris 36 konvergierten direkt auftreffenden Lichtstrahls.

Andererseits wird in diesem Ausführungsbeispiel das durch die Integrationsschaltung 22 hindurchgehende Signal an den nichtinvertierenden Eingangsanschluß eines Komparators 43 angelegt, an dessen anderen Eingangsanschluß eine Bezugsspannung  $V_s$  anliegt.

Falls das durch die Integrationsschaltung 22 hindurchgehende Steuersignal die vorgebestimmte Bezugsspannung  $V_s$  überschreitet, dann wird demgemäß das Ausgangssignal des Komparators 43 umgedreht oder der Treiberstrom oder -spannung für die Lichtquellentreiberstufe 23 von einem hohen Wert auf Null gebracht und die Lampe 12 ausgeschaltet.

In diesem Ausführungsbeispiel weist, kurz gesagt, das Beleuchtungslicht eine kon-

stante Intensität auf, optimiert jedoch durch Steuerung der Beleuchtungszeit die Dosierung.

Dieses Ausführungsbeispiel ist geeignet, wenn die Intensität des Emissionsspektrums durch irgendwelche Änderungen im zugeführten Strom usw. in der Lampe 12 leicht variiert.

Eine Beleuchtungsdiode oder derartiges kann anstelle einer Lampe 12 verwendet werden.

## Patentansprüche

1. Sequentielle Farblichtquelle für ein Endoskop (1), das eine längliche Einsatzhülle (2) umfaßt, die an ihrem distalen Ende eine Objektivlinse (3) mit einem Festkörperbildaufnahmeelement in Flucht mit der Fokalebene dieser Objektivlinse umschließt, und einem durch die Einsatzhülle hindurchgehenden Lichtleiter (10), um Beleuchtungslicht auf ein vor dieser Objektivlinse angeordnetes Objekt zu werfen, diese Lichtquelle eine Lampe (12), einen Reflektor (13) zur Erzeugung eines im wesentlichen parallelen Lichtstrahls, ein konvergierendes konkavexes Linsensystem zur Konzentration des Lichtstrahls auf das Eingangsende eines Ausgangslichtleiters und ein rotierendes Farbfilterrad (16) aufweist, das aus unabhängigen farbdurchlässigen Filtern (16B, 16G, 16R) besteht und im Strahlengang von der Lichtquelle und dem Eingangsende des Lichtleiters zur sequentiellen Beleuchtung eines Objekts mit Licht verschiedener entsprechender Wellenlängen angeordnet ist, dadurch gekennzeichnet, daß die farbdurchlässigen Filter Interferenzfilter sind und daß zwei Linsensysteme und das Filterrad (16) im Strahlengang angeordnet sind, das erste (14, 15; 14, 33; 14, 33, 36; 14, 36; 14, 36, 42) dieser beiden Linsensysteme in diesem Strahlengang zwischen der Lichtquelle und dem Filterrad angeordnet ist, und das zweite (17; 41, 17) dieser Linsensysteme in diesem Strahlengang zwischen dem Filterrad und dem Eingangsende des Lichtleiters angeordnet ist, wobei das erste Linsensystem die Querschnittsfläche des Strahls rechtwinklig zur optischen Achse reduziert entweder durch paralleles Ausrichten des Strahls (Figuren 3, 5, 6) oder durch Konvergieren auf einen spitzen Einfallswinkel (Figuren 7, 8), wenn er auf einem der Interferenzfilter auftrifft, und wobei das zweite Linsensystem den Strahl konvergent auf einen größeren Einfallswinkel verglichen mit dem Einfallswinkel, wenn er auf das Eingangsende des Lichtleiters auftrifft, ausrichtet.

2. Quelle nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß das erste Linsensystem eine konvexe Linse (14) und eine konkave Linse (15; 42) umfaßt.
3. Quelle nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß das erste Linsensystem zwei konvexe Linsen (14, 33) umfaßt.
4. Quelle nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß das erste Linsensystem eine einzige konvexe Linse (14) ist.
5. Quelle nach Anspruch 3 oder 4, dadurch gekennzeichnet, daß in der Nähe eines Brennpunkts des konvergierenden Lichtstrahls vor dem Filterrad eine Irisblende (36) angeordnet ist.
6. Quelle nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß das zweite Linsensystem eine einzige konvexe Linse (17) ist.
7. Quelle nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, daß das zweite Linsensystem eine konkave Linse (41) und eine konvexe Linse (17) umfaßt.
8. Endoskop mit einer Lichtquelle nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß das Festkörperbildelement (4) ein Ausgangssignal einem Videoprozessor (7) zuführt zur Speicherung der elektrischen Signale entsprechend den vom Festkörperbildaufnahmeelement erzeugten Bildelementen definiert durch Anlegen von Taktsignalen zur Veranlassung der Ausgabe sequentieller Farbsignale an Anzeigemittel (8) zur Anzeige von vom Videoprozessor zugeführten Farbsignalen.
9. Endoskop nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, daß Mittel (21) zur automatischen Steuerung der Lichtintensität zur Bildung eines Helligkeitssignals vorgesehen sind durch Addieren der Farbsignale vom Endoskop, Mittel (22) zum Integrieren dieser Helligkeitssignale für eine Zeitkonstante näherungsweise einer Bildperiode und Mittel (23) zur Steuerung der Intensität des Be-

leuchtungslichts von dieser Lichtquelle vorgesehen sind durch Anlegen des Ausgangs dieser Integrationsmittel an die Stromquelle für die Lampe dieser Lichtquelle.

Anmeldenummer: 85-305 353.6  
Veröffentlichungsnr.: 0 172 680

0172680

FIG.1

1/4

FIG.2

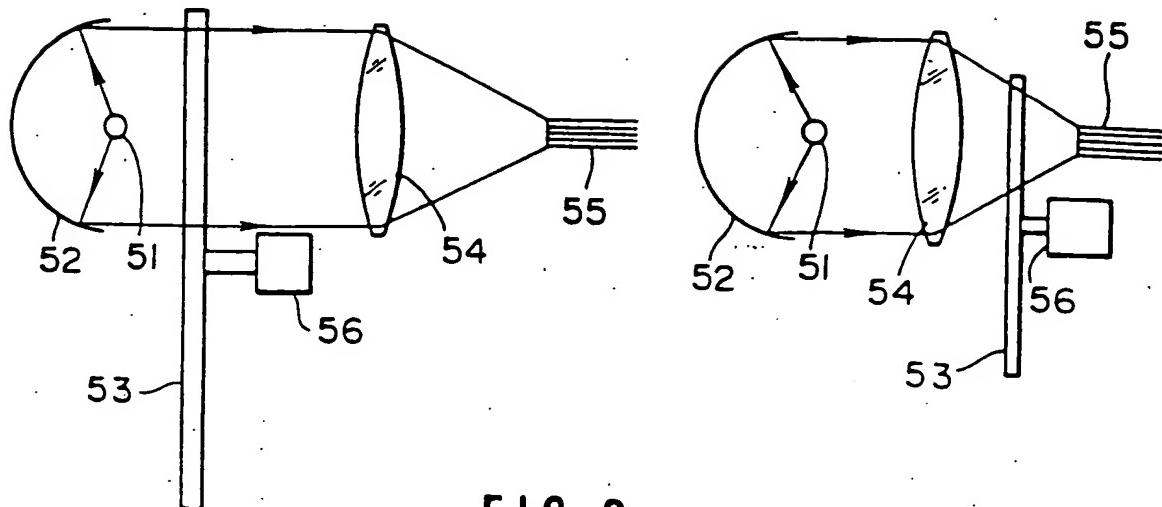
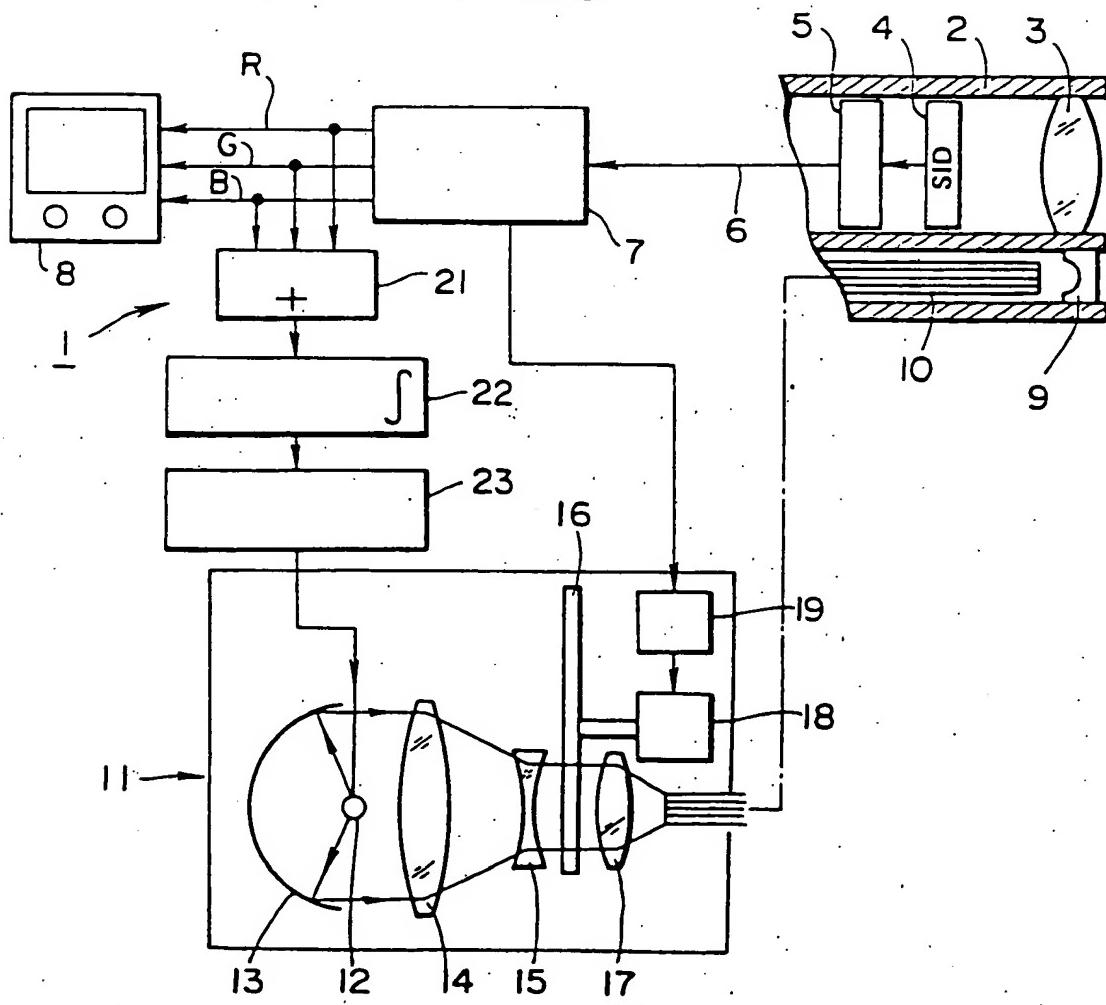


FIG.3



0172680

2/4

FIG.4

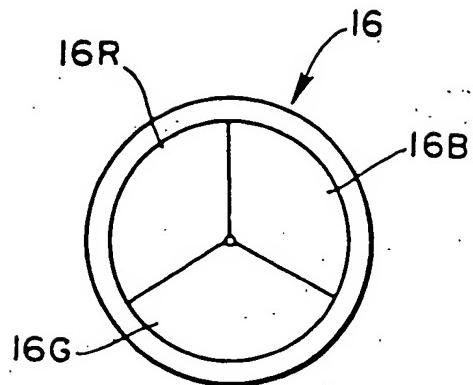
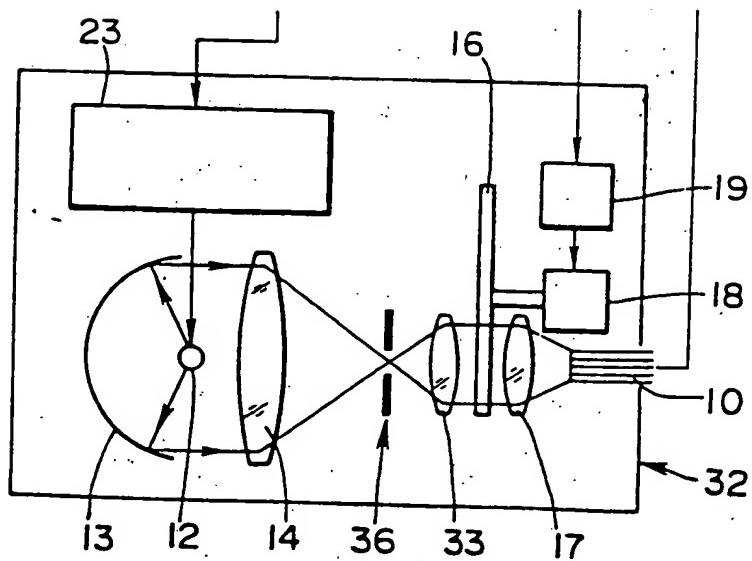
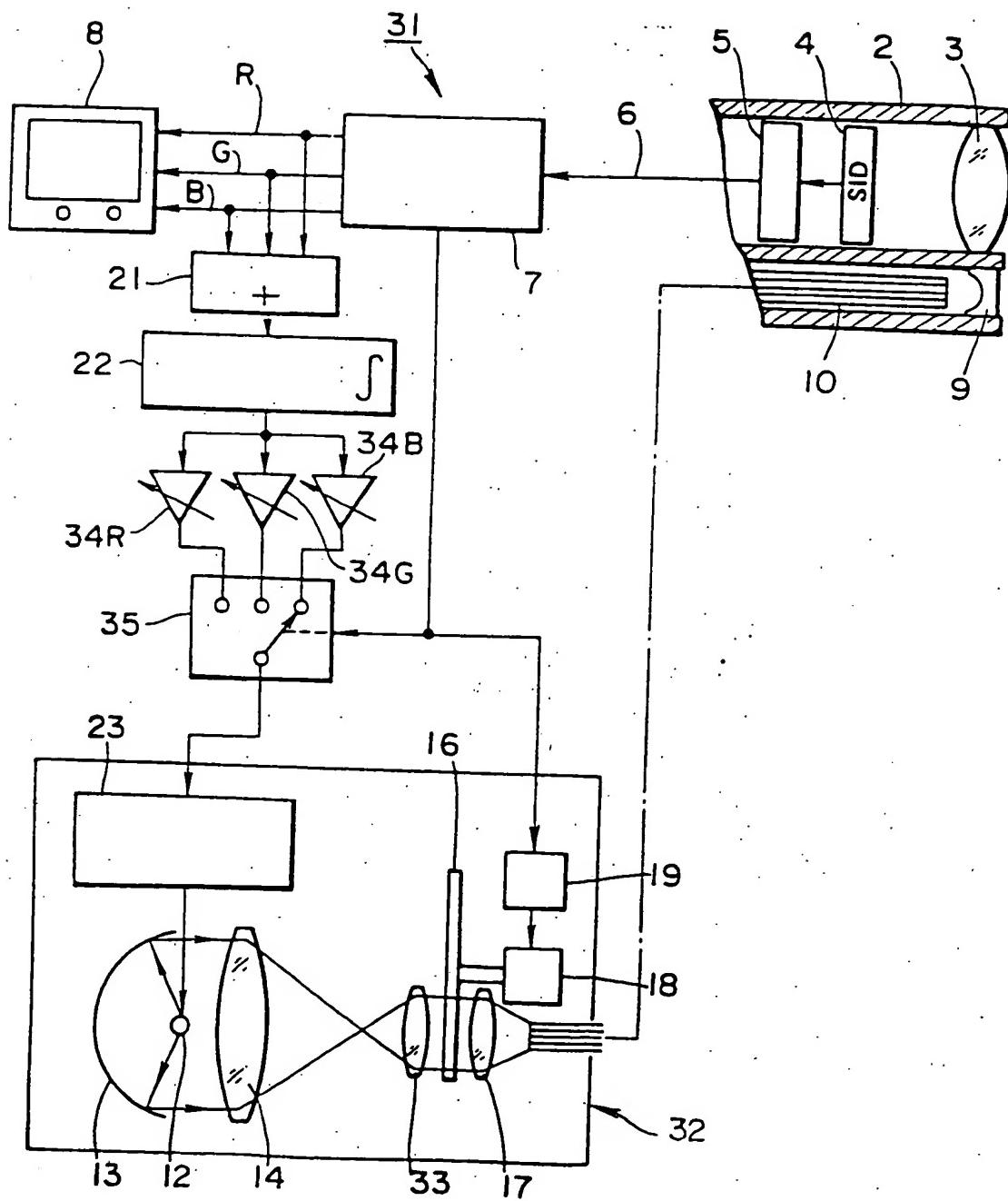


FIG.6



0172680

3/4  
FIG. 5



0172660

4/4

FIG.7

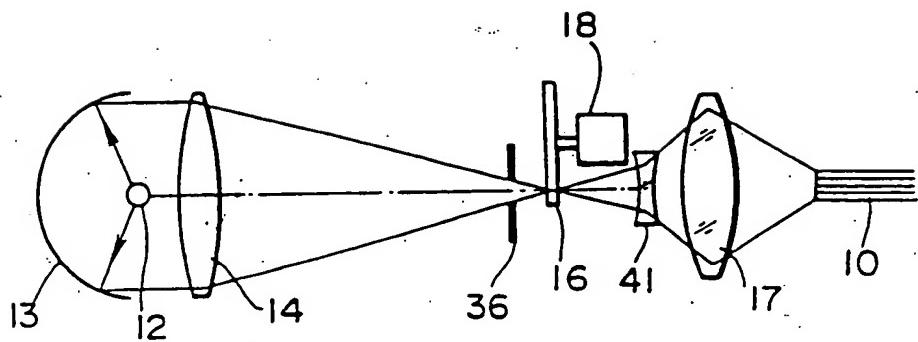


FIG.8

